

Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets



(11) EP 1 114 619 A1

(12)

#### **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:

11.07.2001 Patentblatt 2001/28

(51) Int CI.7: **A61B 17/64**, A61F 5/01, A63B 23/04

(21) Anmeldenummer: 99126168.6

(22) Anmeldetag: 29.12.1999

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU MC NL PT SE

Benannte Erstreckungsstaaten:

AL LT LV MK RO SI

(71) Anmelder:

Jakob, Roland Peter
 1787 Mûtier (CH)

 Gautier, Emanuel 1700 Fribourg (CH)

(72) Erfinder:

 Jakob, Roland Peter 1787 Mûtier (CH)

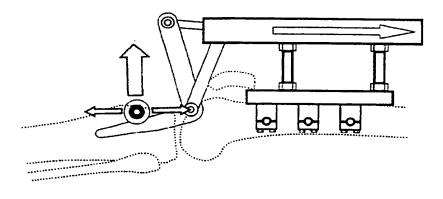
Gautier, Emanuel
 1700 Fribourg (CH)

- (54) Vorrichtung zur Ausübung einer statischen oder dynamischen vorderen, resp. hinteren Translationskraft am Kniegelenk
- (57) Zusammenfassend besteht die Neuerfindung in einer aussen am Kniegelenk angelegten oder skelettär fixierten Vorrichtung zur Ausübung einer statischen oder dynamischen vorderen, resp. hinteren Schubladenbewegung (Translationsbewegung) zur Behandlung der hinteren, resp. vorderen Kreuzbandinstabilität. Es können damit auch assoziierte Instabiltäten (posterolateral, -medial, resp. anterolateral, -medial) behandelt werden.

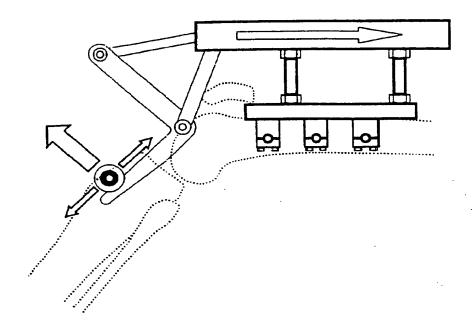
Diese Translationskraft nimmt nach Massgabe der eingebauten Federkonstanten einen Ausgangswert in Streckstellung ein, der einstellbar ist, und vermehrt sich bei Flexion. Das System weist keine starre Verbindung zwischen Ober- und Unterschenkelteil auf und gibt kein fixes Rotationszentrum vor. sondern belässt den physiologischen Roll-Gleitmechanismus des Knies unbeeinflusst, welcher durch die Geometrie der Viergelenkkette des Knies (Tibia, Femur, VKB, HKB) zu Stande kommt.

Dieses Prinzip wird für rund 5 Monate postoperativ belassen und eingesetzt sowohl für die konservative Behandlung einer frischen hinteren, resp. vorderen Kreuzbandruptur oder einer frischen hinteren, resp. vorderen Knieluxation, sowie für die Nachbehandlung nach Rekonstruktion des hinteren Kreuzbandes, der posterolateralen Instabilität sowie der posteromedialen Instabilität.

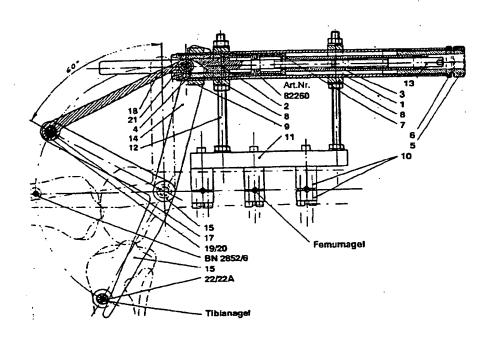
#### Figur 1A



Figur 1B



Figur 1C



15

#### Beschreibung

[0001] Die Behandlung der frischen oder chronischen hinteren Kreuzbandruptur sowie assoziierter Läsionen wie posterolaterale, laterale, sowie mediale Seitenbandruptur, aber theoretisch auch der vorderen Kreuzbandinstabilität stellen besondere Anforderungen. Bisherige äussere Stützapparate (Braces), die mit einem gelenkigen Apparat Stabilität bewirken sollten, haben keine befriedigenden Ergebnisse erbracht. Sie sind deshalb weitgehend aus der routinemässigen Anwendung verschwunden. Der Grund dafür liegt darin, dass sie nicht im Stande sind, eine dynamische Kraft auszuüben oder aufrecht zu erhalten und gleichzeitig die Beweglichkeit des Kniegelenkes, wenn auch limitiert, zu gewährleisten.

1

[0002] Einige dynamische Schienen für die Behandlung der medialen oder lateralen Instabilität existieren auf dem Markt und sind eingesetzt einerseits zur Behandlung einer Instabilität oder einer unikompartimentären Gonarthrose (Monarchschiene). Sie entlasten beispielsweise das mediale Kompartiment bei gleichzeitiger O-Bein-Fehlstellung, indem sie eine X-Bein-Kraft (Valguskraft) ausüben.

[0003] Die Behandlung und v.a. Nachbehandlung der hinteren Kreuzbandläsion ist bis heute nicht gelöst, obwohl die chirurgischen Rekonstruktionstechniken recht weit entwickelt sind. Unter der andauernden nach dorsal gerichteten Schwerkraft (beim Sitzen, beim Liegen auf dem Rücken) dehnt sich das gerissene und konservativ behandelte, chirurgisch genähte oder rekonstruierte Band in den ersten zwei- bis fünf Monaten nach der Operation, so dass von der initial guten Stabilität mindestens 50 % wieder verloren gehen. Die Frage stellt sich, ob sich der operative Aufwand lohnt, wenn während der frühen und mittelfristigen Rehabilitationsphase eine sekundäre Bandinsuffizienz auftritt, welche durch eine ungünstige Krafteinwirkung entsteht.

[0004] Die chronische vordere Instabilität ist bezüglich der Ergebnisse operativer Behandlung insgesamt als günstiger zu bewerten, wahrscheinlich weil die Tibia grundsätzlich in einer reponierten Position steht. Es gibt allerdings auch hier Situationen, die als ungünstige Ausgangsposition zu bewerten sind:

- ausgeprägte vordere Instabilität mit massiver Auslockerung der sekundären, peripheren widerhaltenden Bandzügel
- gleichzeitige Vorhandensein einer ausgeprägten Neigung des Tibiaplateau nach dorsal.

[0005] Die dorsale Neigung des Tibiaplateaus misst normalerweise im zwischen 4-6°. Nimmt diese Neigung auf 10° oder mehr zu, was entweder konstitutionell, d. h. anlagebedingt sein kann, oder was durch eine chronische vordere Kreuzbandinstabilität entstehen kann, so bildet sich bei Belastung ein im Stehen wirksamer, nach vorne gerichteter Kraftvektor für die Tibia aus. Dies

bewirkt, dass das Femur auf der schrägen Tibiagelenkfläche nach hinten, resp. die Tibia nach vorne gedrängt
wird. Dabei wird das vordere Translationsphänomen der
Tibia durch eine gleichzeitige vordere Kreuzbandinsuffizienz verstärkt. Ein in dieser Situation rekonstruiertes
vorderes Kreuzband wird somit massiv mechanisch beansprucht und in der Phase des biologischen Remodelling während der Revaskularisationsphase irreversibel
gedehnt. Dies ist auch der Grund dafür, dass eine solche Kreuzbandplastik nicht lohnenswert ist, und der Patient am Ende der Behandlung eine identische Knieinstabilität aufweist wie vor der Operation.

#### Prinzip der Erfindung

[0006] Die hier angemeldete Erfindung beruht auf der Verwendung eines äusseren Apparates zur alleinig konservativen Behandlung oder zur Nachbehandlung operativ rekonstruierter oder genähter vorderer oder hinterer Kreuzbandfäsionen. Der Apparat übt eine statische und/oder dynamische, in ihrer Grösse einstellbare nach vorne oder nach hinten gerichtete Translationskraft, übertragen vom Femur auf die Tibia, aus. Diese Kraft wird durch ein Federsystem generiert und entweder über ein modifiziertes Fixateur externe System oder über entsprechend an den Ober- oder Unterschenkel angeformte Orthesen vom Femur auf die Tibia übertragen. Dabei wird der natürliche Roll-Gleitmechanismus des Femurkondylus gegenüber dem Tibiaplateau bei. Flexions-Extensionsbewegungen des Kniegelenkes nicht kompromittiert. Dies wird technisch dadurch gelöst, dass - im Unterschied zu herkömmlichen Apparaten - keine starre apparative Verbindung im Sinne einer durch den Apparat vorgegebenen Rotationsachse zwischen Oberschenkel und Unterschenkel besteht.

[0007] Der Effekt dieses Mechanismus liegt in der Möglichkeit, die Tibia im Kniegelenk statisch und dynamisch nach ventral, resp. dorsal vorzuspannen und nach vorne, resp. hinten zu bewegen, sei es zu ziehen oder zu drücken, und dadurch das genähte oder rekonstruierte hintere, resp. vordere Kreuzband sowie begleitende posteromediale und posterolaterale, resp. anteromediale und anterolaterale rupturierte oder gedehnte. genähte oder rekonstruierte Strukturen in der frühen und mittelfristigen Heilungsphase zu entlasten und dadurch zu schützen. Später, nach Abschluss der Revaskularisation und des Remodellings des kollagenen Gewebes hat dieses eine genügende mechanische Resistenz entwickelt, so dass der Apparat entfernt werden kann ohne Gefahr zu laufen, dass die Ausgangsposition in hinterer, resp. vorderer Schublade mit entsprechender subjektiver und objektiver Knieinstabilität wieder eingenommen wird.

[0008] Der Unterschied zwischen den skelettåren, direkt am Knochen angreifenden und den via «Brace» applizierten Kräften liegt eindeutig in der direkteren und effizienteren, skelettären Krafteinwirkung. Bei der via Brace applizierten Kraft besteht eine gewisse Kompres-

sion und Deformation der Weichteile und somit auch der neurovaskulären Strukturen, was beim gefässgesunden Patienten keinen Nachteil darstellt. unmittelbar postoperativ jedoch problematisch sein könnte wegen Kompromittierung des venösen Abflusses.

[0009] Diese Aufgabe wird gelöst durch Vorrichtungen, wie sie in den unabhängigen Patentansprüchen definiert sind. Die abhängigen Patentansprüche definieren weitere Ausführungsformen.

[0010] Im Zusammenhang mit den nachfolgenden Figuren sollen die Vorrichtungen zum Ausüben einer nach vorne oder nach hinten gerichteten vom Femur auf die Tibia übertragbaren Translationskraft im Detail beschrieben werden. Dabei zeigen:

Figur 1a, b

Fixateur externe lateral mit mindestens 2 Schanzschrauben femoral unilateral fixiert, übertragen über 2 rechtwinklige Gestänge nach ventral auf die Vorderseite des Oberschenkels und des Kniegelenkes zu einem rohrförmigen runden oder kantigen Apparat, der eine Druckfeder (a) enthält, die über einen beidseitig des Kniegelenkes herabgeführten Winkelheber (b) eine Kraft einstellbarer Grösse auf die Tibia überträgt. Quer durch die Tibia, auf Höhe der Tuberositas tibiae wird ein Nagel gebohrt, auf dessen beiden Enden eine bewegliche Rolle (c) läuft, in denen die beidseitigen Winkelheber angreifen zur Ausübung der nach vome gerichteten Kraft, Durch ventralen Druck, beispielsweise von 60 N in Streckstellung, kann das Kniegelenk auf 50° flektiert werden (mehr Beweglichkeit wird durch die Verankerungsnägel im Femur, die die Oberschenkel-Muskulatur durchqueren, verhindert) unter gleichzeitiger Zunahme der nach ventral gerichteten Kraft auf 120 N ventraler Kraft. Somit kann dem zunehmenden dorsal gerichteten Zug der ischiokruralen Muskulatur entgegengewirkt werden.

Figur 1c

Beispielhafte Ausführungsform eines Fixaleur externe mit einer beispielhaften Ausführungsform eines Kraftelementes zur Erzeugung einer nach vorne oder nach hinten gerichteten Translationskraft.

Figur 2a, b

Beispielhafte Ausführungsform eines Kraftelementes zur Erzeugung einer nach vorne oder nach hinten gerichteten Translationskraft. Das Kraftelement ist mit einer Orthese am Oberschenkel befestigt. Das Kraftübertragungs-Sy-

stems ist auf einem Kunststoffapparat befestigt, der nicht skelettär verankert. sondern aussen am Oberschenkel fixiert wird. Durch Gipsabdruck und Kunststoff-Molding oder durch « off the shelf » Technik wird ein « Brace », eine Orthese (Gelenkschiene) des Oberschenkels und Unterschenkels angefertigt. Die Femurorthese, beidseitig seitlich des Kniegelenks versehen mit einem Federgehäuse (a) das eine regulierbare Feder enthält, übt in dieser Anwendung ohne die Notwendigkeit einer skelettären Fixation, sondern durch eine rein äussere Applikation die gewünschte, nach vorne gerichtete Kraft auf einen Tibianagel (b). Hier verteilt sich allerdings der Druck auf den muskulär-ossären Apparat und die entsprechenden äusseren Konturen im Kniebereich, was die Effizienz des Apparates etwas reduziert, aber den Patientenkomfort verbessert. Im Unterschied zur skelettären Fixation ist die dadurch ansetzende Kraft geringer, weil weniger direkt. Die dabei ermöglichte Kniebeweglichkeit nimmt allerdings auf 90° zu. (Die beiden Federgehäuse können seitlich ausgetauscht werden, wenn nicht eine dynamische vordere, sondern hintere Translation gewünscht

Figur 2c, d

ist.)

25

30

40

Konstruktive Details eines Federgehäuses zur Erzeugung einer nach vorne oder nach hinten gerichteten Translationskraft.

Figur 3a, b

Ausführungsform eines Fixateur externe, welcher die Translationskraft über einen Lastübertragungsarm auf einen quer in die Tibia eingebrachten Steinmannnagel überträgt.

45 Figur 4a, b

Falls sich der tibiale Nagel nach zwei Monaten lockert oder falls man von Anfang an auf jegliche direkte skelettäre Fixation verzichten will, kann die Kraftübertragung auf die Tibia über eine am Unterschenkel angelegte Unterschenkel-Orthese erfolgen, die zur Übernahme der Kraft auf entsprechender Höhe eine beidseitige stiftförmige Vorrichtung trägt, hinter der der Lastübertragungsarm der Oberschenkel-Orthese ansetzt und somit die nach vorne gerichtete Kraft ausübt, mit daraus resultierender Translation der Tibia nach

vorne.

Figur 5a, b

Falls man eine umgekehrte, hintere Translation wünscht zur Behandlung einer vorderen Instabilität, wird das Kraftelement umgekehrt am Fixateur externe eingesetzt, so dass der Hebelarm nach hinten drückt.

Figur 6a, b

Ausführungsform einer Unterschenkel-Orthese, mit welchem die Translationskraft ohne skelettäre Fixation aufgebracht werden kann. Dieses vollständig «skelettfreie» Fixationssystem kann ungestört über eine Zeitspanne von 4-5 Monaten getragen werden, während das am Skelett direkt fixierte System nach 2 Monaten Probleme des Patienlenkomforts, der möglichen Pintrack Infektion und der limitierten Beweglichkeit in sich birgt.

[0011] Bei allen Anwendungen liegt der wesentliche Punkt darin, dass eine starre femorotibiale Verbindung im Sinne einer konventionellen adynamischen oder dynamischen Schiene mit fixem Rotationszentrum und fixer Verbindung zwischen dem oberen Femurteil und dem unteren Tibiateil vermieden wird. Ungeachtet von der Lage des Apparates bezüglich Rotationszentrum wird die Kraft nach vorne ausgeübt, und dies verhindert eine Interferenz des Systems mit der Geometrie der Gelenkskonturen und dem physiologischen Roll-Gleitmechanismus des Kniegelenks. Damit ist die vordere Translationskraft unabhängig von der Flexionsstellung anwendbar.

#### Abbildungen

#### [0012]

Abb. 1 Jack 2 (Fix. ex.)

- a Druckfeder
- b Winkelheber
- c Bowegliche Rolle

Abb. 2Jack 4 minus" in Steckstellung

- a Federgehäuse
- b Tibianagel

Abb. 3Jack 4 minus" in Beugesteilung

- a Federgehäuse
- b Tibianagel

Abb. 4Jack plus" in Stockstellung

- a Unterschenkelothese dorsal
- Stift zu Kraftübertragung

Abb. 5Jack plus" in Beugestellung

Abb. 6Federgehäuse

Abb. 7Jack 4 plus"in Streckstellung

- A Unterschenkelorthese ventral
- B Stift zur Kraftübertragung

Abb. 8Jack 4 plus" in Beugestellung

#### Patentansprüche

15

35

40

45

50

- 1. Vorrichtung zur Ausübung einer statischen oder dynamischen vorderen oder hinteren Translationskraft für die Behandlung oder Nachbehandlung der hinteren oder vorderen Kreuzbandinstabilität und assoziierter peripherer Knieinstabilitäten, dadurch gekennzeichnet, dass sie aus zwei im Bereich des Kniegelenkes aussen anlegbaren oder skelettär fixierbaren Teilen besteht, welche über einen Lastübertragungsarm oder Federn ohne starre femorotibiale Verbindung miteinander wirkverbunden sind, um eine Translationskraft vom Femur auf die Tibia zu übertragen, wobei die Translationskraft in Streckstellung in seiner Grösse einstellbar ist und mit zunehmender Beugung zunimmt.
- 2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass sie aus einem Fixateur externe besteht, welcher mit mindestens zwei Schrauben (Schanzschrauben) am Femur fixierbar ist und der über einen einseitig oder beidseitig des Kniegelenkes herabgeführten Lastübertragungsarm eine-ungeachtet der jeweiligen Flexionsstellung des Kniegelenkes nach vorne gerichtete Kraft einstellbarer Grösse innen und aussen auf einen quer in die Tibia eingebrachten, mit Rollen oder einem Gleitmechanismus versehenen Steinmannnagel oder auf eine aussen anlegbare mit seitlichen Bolzen versehene Unterschenkelorthese ausübt, Bolzen, welche Rollen oder einen Gleitmechanismus aufweisen.
- 3. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass sie aus einer Oberschenkelorthese besteht, die ohne skelettäre Fixation, applizierbar ist, und die über einen einseitig oder beidseitig des Kniegelenkes herabgeführten Lastübertragungsarm eine ungeachtet der jeweiligen Flexionsstellung des Kniegelenkes nach vorne gerichtet Kraft einstellbarer Grösse innen und aussen auf einen quer in die Tibia eingebrachten, mit Rollen oder einem Gleitmechanismus versehenen Steinmannnagel oder auf eine aussen anlegbare mit seitlichen Bolzen versehene Unterschenkelorthese ausübt, Bolzen, welche Rollen oder einen Gleitmechanis-

mus aufweisen.

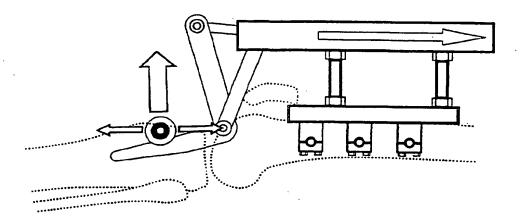
4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass sie aus einer Unterschenkelorthese besteht, welche seitlich starr fixierte Bolzen aufweist, auf welchen Rollen oder ein sonstiger Gleitmechanismus fixierbar ist, auf welchem die Kraftübertragungsarme frei gleiten können ohne Beeinträchtigung des physiologischen Roll-Gleitmechanismus des Kniegelenkes.

5. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass sie aus Rollen oder einem sonstigen Gleitmechanismus besteht, welche auf einem Steinmannnagel oder einem sonstigen skelettär oder auf einer Orthese befestigten mechanischen Element fixierbar ist, welche die physiologische Kinematik des Kniegelenkes, insbesondere Rotation und Schlussrotation, unbeeinträchtigt lassen und zusätzliche Seit-zu-Seitverschiebungen zulassen.

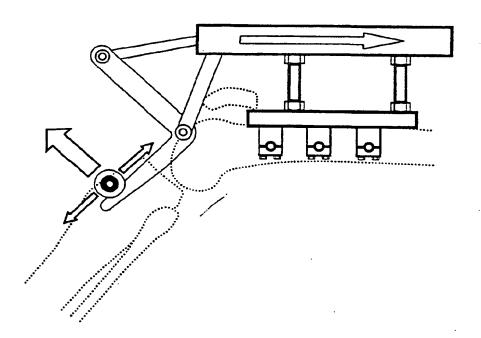
6. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Translationskraft über eines oder mehrere Kraftelemente erzeugbar ist, welche am Fixateur externe oder der Femurorthese in einer oder mehreren Ebenen starr fixierbar ist.

7. Kraftelement nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass es aus einer Spiralfeder, welche in Längsachse (auf Druck oder Zug) oder quer zur Längsachse beansprucht ist, aus einem System von Blattfedern, einer Uhrenfeder, einem Torsionsstab oder einem sonstigen Element (pneumatisches, hydraulisches, osmotisches, elekromagnetisches, magnetisches, Bimetall-, Memory-, Element) herstellbar ist, welches die Erzeugung der geforderten Translationskraft gewährleistet.

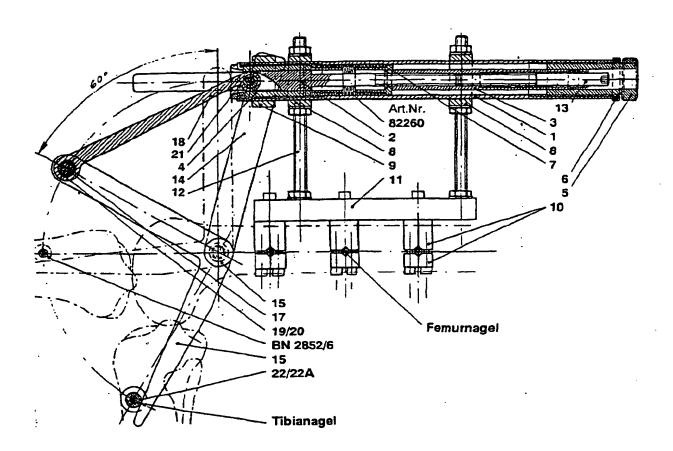
Figur 1A



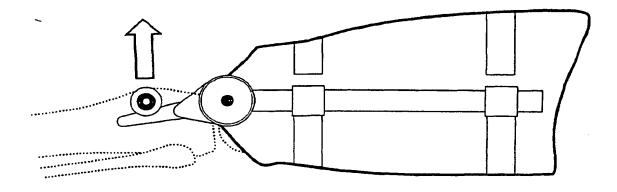
Figur 1B



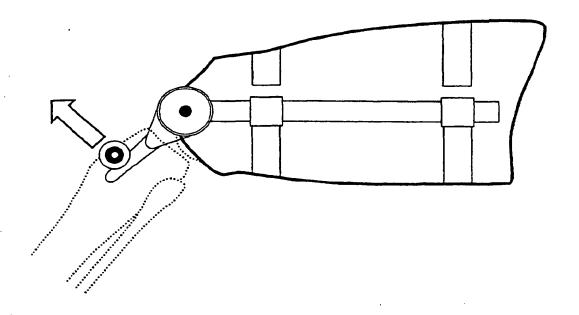
#### Figur 1C



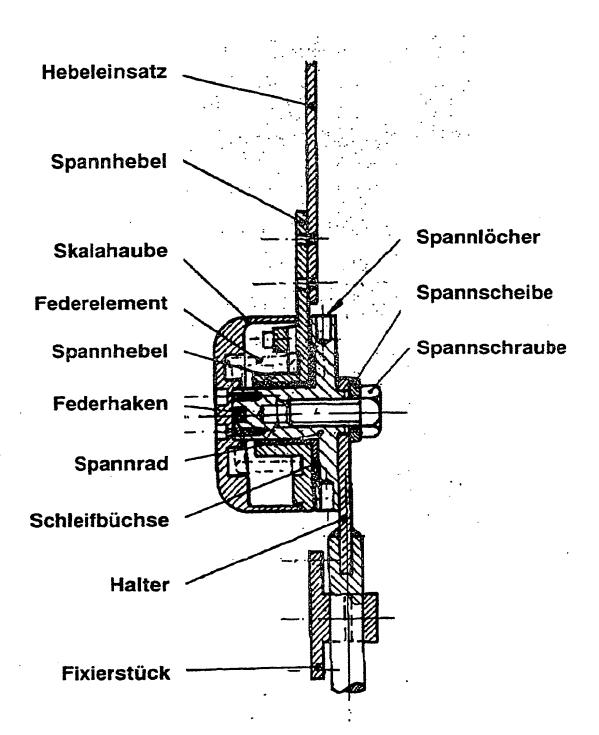
### Figur 2A



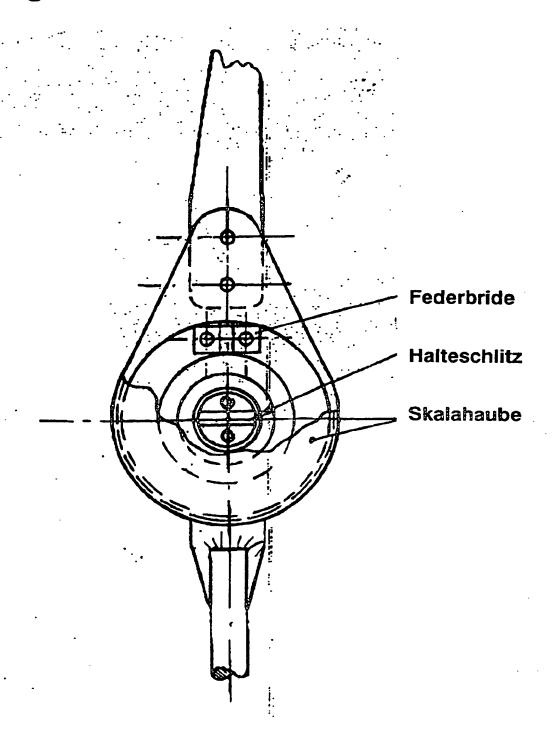
### Figur 2B



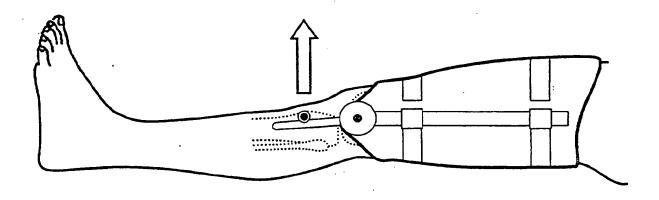
#### Figur 2C



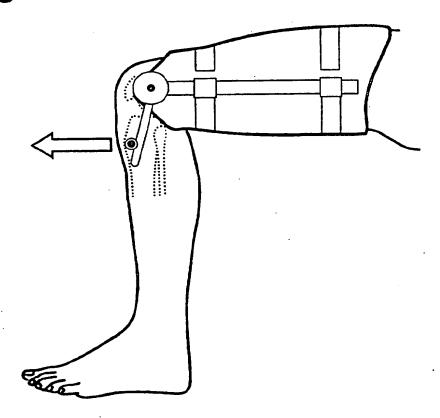
### Figur 2D



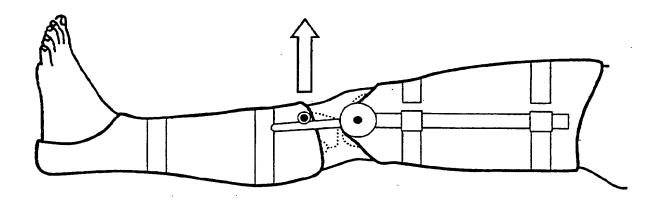
### Figur 3A



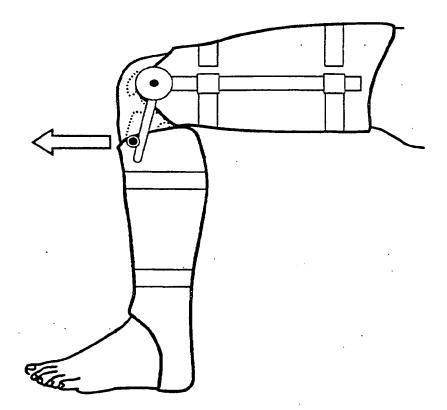
## Figur 3B



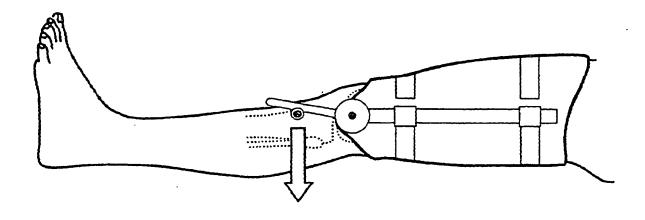
## Figur 4A



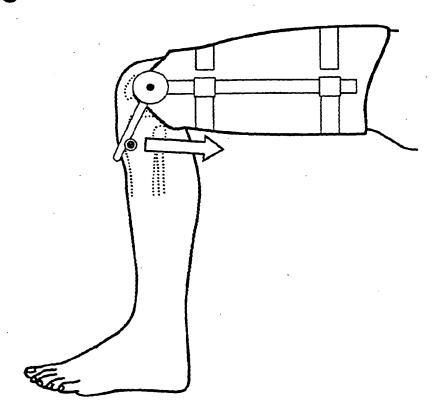
## Figur 4B



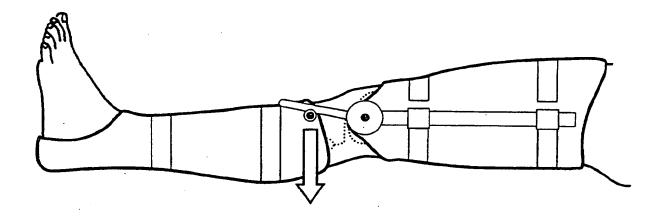
## Figur 5A



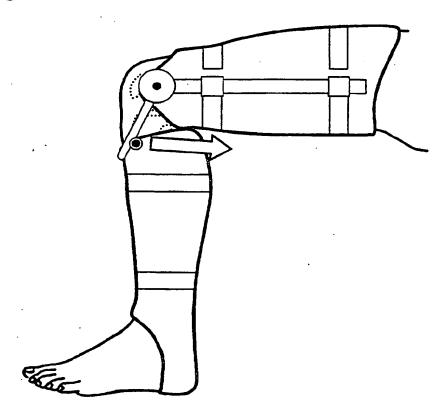
## Figur 5B



## Figur 6A



## Figur 6B





#### EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmektung EP 99 12 6168

	EINSCHLÄGIGE					
Categorie	Kennzeichnung des Dokume der maßgeblicher	ints mit Angabe, sowell erforderlich, n Telle	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANNELDUNG (Int.CI.7)		
X	US 5 810 752 A (GRIF 22. September 1998 ( * Spalte 3, Zeile 53 * Spalte 4, Zeile 4 * Spalte 5, Zeile 14 Abbildungen 1,2 *	1,3,4,6,	A61B17/64 A61F5/01 A63B23/04			
X A	20. August 1996 (199 * Spalte 4, Zeile 56 Abbildungen 2.3.5.6.	5 - Spalte 6, Zeile 48;	1,3,4,6, 7 2,5			
X	US 5 624 389 A (ZEPF 29. April 1997 (1997 * Spalte 3, Zeile 48 Abbildungen 3-5 *	: ARMIN) 7-04-29) 3 - Spalte 4, Żeile 20; 	1,3,4,6,			
X	6. August 1991 (199)	CHELL ANDREW ET AL) 1-08-06) 3 - Spalte 5, Zeile 26;	1	RECHERCHIERTE SACHGEBETE (Ins.Cl.7) A61F A61B		
A	US 5 662 595 A (CHE 2. September 1997 ( * Spalte 2, Zeile 2 * Spalte 4, Zeile 5 Abbildungen 1-3 *	5 - Zeile 32 *	1,3,4,6,	17.55		
A	US 4 865 024 A (HEN. 12. September 1989 * Spalte 3, Zeile 1 Abbildungen 1,2,4,5	(1989-09-12) - Spalte 4, Zeile 19;	1			
Derv	vortiegende Recherchenbericht wu	rde für alle Patemansprüche erstellt				
	Repherohenort	Abscraußdzium der Recherche		Pajfer		
	MÜNCHEN	30. Juni 2000	Ger	orgiou, Z		
X:vo Y:vo an A:te	KATEGORIE DER GENANNTEN DOK on besonderer Hedeutung alle in betrach in besonderer Beideutung in Vertilndung deren Veröffentlichung desselben Kate- ohnelogischer Hintergrund ichtschriftliche Offenbarung wischentliche Offenbarung wischentlichefur	E : álteres Patents tet nach dem Ann g mit einer D : in der Anmetak gorle L : aus anderen G	lokument, das jed leidedatum verött ung angeführtes C nunden angeführt	entlicht worden isl Jokument os Dokument		

#### ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.

EP 99 12 6168

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentidokumente angegeben.

Patentdokumente angegeben.

Die Angaben über die Familienmfiglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr

30-06-2000

	Recherchenberk hrtes Patentdoki		Datum der Veröffentlichung		Mitglied(er) der Patentlamille	Datum der Veröffentlichun
US	5810752	A	22-09-1998	EP	0567673 A	03-11-199
				AT	124621 T	15-07-199
				CA	2094739 A	30-10-199
				CN	1079138 A	08-12-199
				DE	59202820 D	10-08-199
				DK	567673 T	14-08-199
				ES	2044818 T	16-01-199
				JP	6189995 A	12-07-199
US	5547464	Α	20-08-1996	US	5352190 A	04-10-199
	3347404	••	20 00 1370	ÜS	5117814 A	02-06-199
				US	5144943 A	08-09-199
				₩O	9527451 A	19-10-199
				WO	9113604 A	19-10-19
				US	5178137 A	12-01-199
					31/813/ A	12-01-19
US	5624389	Α	29-04-1997	DE	4418806 A	14-12-199
			•	AU	686775 B	12-02-199
				AU	2005395 A	07-12-199
				CA	2149460 A	01-12-199
	•			CN	1119520 A	03-04-199
				EP	0589809 A	03-01-19
				JΡ	8098854 A	16-04-199
				TR	28448 A	04-07-19
			-	ZA	9504363 A	05-02-19
US	5036837	A	06-08-1991	US US	5658241 A 5358469 A	19-08-199 25-10-199
US	5662595	A	02-09-1997	KEI	NE	
IIS	4865024	Α	12-09-1989	AT	12 <b>0</b> 357 T	15-04-19
-	.00002	•••		CA	1319870 A	06-07-19
				DE	68921986 D	04-05-19
				EP	0439552 A	07-08-19
				_,		
				.10		
				JP	8013307 8	14-02-19
				JP JP WO	8013307 B 4501227 T 9004371 A	05-03-19 03-05-19

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr. 12/82

# This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning Operations and is not part of the Official Record

#### **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

BLACK BORDERS
IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
☐ FADED TEXT OR DRAWING
☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
OTHER:

#### IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.